

Aus dem Zahnärztlichen Institut der Universität Zürich
Abteilung für Kronen- und Brückenprothetik und Materialkunde
Vorstand: Prof. Dr. med. dent. P. Schärer, MS
Arbeit unter der Leitung von Dr. J. Strub

Die Haftung von drei Befestigungszementen bei verschiedener Oberflächenrauheit des Dentins

INAUGURAL – DISSERTATION

zur Erlangung der Doktorwürde der Zahnmedizin der
Medizinischen Fakultät der Universität Zürich

vorgelegt von
THOMAS ALBERT ZUMSTEIN
Zürich und Ochlenberg, BE

Genehmigt auf Antrag von Prof. P. Schärer, MS

Zürich 1982

Zumstein, Th. A., Strub, J. R.

Die Haftung von 3 Befestigungszementen bei verschiedener Oberflächenrauheit des Dentins
Dtsch. Zahnärztl. Z., 37. Jahrg., 16–21 (1982)

Meiner lieben Beatrice
Meiner lieben Mutter
Zu Ehren meines Vaters

Meinen speziellen Dank möchte ich Herrn Professor Dr. P. Schärer für das Überlassen des Themas aussprechen.

Herrn Dr. J. Strub danke ich besonders für die angenehme Zusammenarbeit, für die Unterstützung und die Förderung meiner Arbeit.

Im weiteren möchte ich mich bei Herrn Bühler (Graphiker), bei Frl. Susi Huber (Saalgehilfin), bei den Gehilfinnen der Abteilung für Kronen- und Brückenprothetik, bei Herrn Schwarz (Elektroniker), bei Herrn Dr. Helfenstein (Statistiker) und bei Frl. Brandenberger (Photographin) für die unterstützende Mitarbeit bedanken.

Den Firmen Jota, Dental- und Schleifmittel AG in Rüthi SG und Cendres et Métaux SA in Biel möchte ich meinen speziellen Dank aussprechen für die prompte Präparation der Zähne bzw. für das Zuverfügungstellen des Goldes.

Besonders möchte ich mich bei meiner Freundin Beatrice herzlich bedanken für die Schreibarbeiten, die sie mir abgenommen hat.



In einer In-vitro-Studie wurde das Haftvermögen der drei Befestigungszemente (Zinkoxyphosphat-, Glasionomerzement Espe und Aspa) bei zwei verschiedenen Oberflächenrauheiten des Dentinstumpfes untersucht. Der Zinkoxyphosphatzement haftete sowohl bei feiner als auch bei

grober Oberfläche am konventionell vorbehandelten Dentinstumpf signifikant schlechter als die beiden Glasionomerzemente am nicht vorbehandelten Dentinstumpf. Beide Glasionomerzemente zeigten die Tendenz, bei feiner Oberfläche besser zu haften als bei grober.

1. Einleitung

Nach Øilo und Jørgensen 1978 [41] ist die Retention von zahnärztlichen Rekonstruktionen von den drei Hauptfaktoren Retentionsfläche, Konvergenzwinkel und Befestigungszement abhängig.

Die Anforderungen, die an Befestigungszemente gestellt werden, wurden durch die American Dental Association klar definiert (Council on Dental Materials and Devices 1972; [1]).

Eine der Eigenschaften, die nicht geprüft werden, ist die Haftfähigkeit des Befestigungszementes an Zahn- und Füllungsmaterial. Die optimale Haftung eines Befestigungszementes am Dentin resp. am Restaurationsmaterial bringt folgende Vorteile:

- Verminderung der Perkolation: Das Eindringen und Austreten von Mundflüssigkeit durch den Randspalt während thermischen und mechanischen Belastungen wird vermindert [20, 32].
- Besserer Verschluß des Randspaltes [23, 41, 59] zwischen Dentin und Restaurationsmaterial [20, 32, 62].
- Verminderung des Plaquebefalles: Prophylaxe gegen Parodontalerkrankungen resp. Sekundärkaries [32, 44].
- Langzeiterfolg des festsitzenden Zahnersatzes [32].

Einige grundsätzliche Überlegungen zur Haftung

Nach Driessens (1977) ist die Adhäsion ein Phänomen, durch das zwei Substanzen zusammenhaften, wenn sie in engsten Kontakt zueinander gebracht werden [15]. Handelt es sich dabei um zwei raue Oberflächen, so gelingt es nicht, diese in engen Kontakt zueinander zu bringen. Dazu kommt, daß ein Einschließen von Luftblasen an der Grenzfläche Substrat (Dentin oder Gold) oder Adhäsiv (Zement) bei rauher Oberfläche (Grenzfläche) eher möglich ist als bei feiner [15]. Feine, glatte Oberflächen lassen sich im allgemeinen auch besser benetzen als raue [15, 16, 32].

Diese drei Feststellungen – enger Kontakt, keine Luftblasen, gute Benetzbarkeit – begünstigen also das Phänomen der Adhäsion und lassen sich mit einer feinen Oberfläche eher realisieren.

In mehreren Studien konnte gezeigt werden, daß durch entsprechende Dentinvorbehandlungen eine Haftvergrößerung bzw. -verminderung resultieren kann [5, 14, 20, 22, 32, 40, 60].

Da sowohl der Polycarboxylat- wie auch der Glasionomerzement keine pulpairritierenden Befestigungszemente sind [4, 25, 26, 29, 37, 46, 48, 53], kann auf eine pulpaschützende Vorbehandlung der Dentinwunde verzichtet werden [37, 46].

Eine spezielle Vorbehandlung des Restaurationsmaterials [20] scheint sich nicht aufzudrängen [60], da sowohl der Polycarboxylat- als auch der Glasionomerzement gegenüber dem Zinkoxyphosphatzement eine erhöhte Haftung mit Rekonstruktionsmaterialien zeigen [33, 42, 45, 47]. Aufgrund dieser Überlegungen wird deutlich, daß der Oberflächenrauheit des Zahnstumpfes eine große Bedeutung zukommt.

Die Retention des Zinkoxyphosphat-Befestigungszementes ist durch die Mikroverzahnung am Dentin und am Restaurationsmaterial gegeben [41]. Beim Polycarboxylatzement und beim Glasionomerzement kommt neben der Mikroverzahnung ein zusätzliches retentives Phänomen dazu: die chemische Haftung [14, 17, 20, 22, 29, 30, 31, 32, 37, 43, 48, 52, 55]. Bei diesen zwei Zementen kann von physiko-chemischer Adhäsion gesprochen werden [20, 37].

Ziel der Studie

Das Ziel dieser In-vitro-Studie war es, die Haftung von drei verschiedenen Befestigungszementen bei zwei verschiedenen Oberflächenrauheiten der Dentinpfiler zu untersuchen.

2. Material und Methode

2.1. Prüfkörper

Insgesamt wurden 60 Dentinprüfkörper und Goldkapen hergestellt.

2.1.1. Herstellung der Dentinprüfkörper

60 kariesfreie oder höchstens mit Fissurenkaries befallene extrahierte Weisheitszähne wurden in 0,1% Thymol gelagert, mit Skaler und Bürste unter fließendem Wasser gereinigt und anschließend genau zentriert in identische Kunststoffsockel (Pekatray¹) einpolymerisiert.

Die Firma Jota, Dental- und Schleifmittel AG in Rüthi SG beschliff die Zähne auf der Drehbank unter intensiver Wasserkühlung zu normierten kegelförmigen Stümpfen (Abb. 1). Diese wiesen eine Hohlkehlpräparation, einen Konvergenzwinkel von 6 Grad [50], einen koronalen Durchmesser von 5,5 mm und eine Höhe von 4 mm auf. Mit dem Taylursurf 10² konnte eine mittlere Oberflächenrauheit Ra von 0,03 µm gemessen werden.

Mit der Pindexbohrmaschine³ wurden genau zentriert normierte Löcher in die Unterseite der Kunststoffsockel gebohrt und in diese verzinkte Ringholzschrauben eingedreht.

¹ Bayer AG, Leverkusen BRD.

² Taylor-Hobson Ltd, Leicester GB.

³ Cendres et Métaux SA, Biel CH.

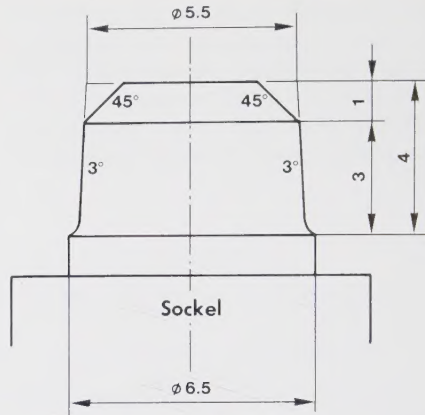


Abb. 1. Präparierter Stumpf.

2.1.2. Vorbehandlung der Dentinprüfkörper (Tab. 1)

30 Stümpfe wurden mit dem roten Winkelstück⁴ und einem Finierdiamanten⁵ unter Wasserkühlung behandelt. Nach dieser Vorbehandlung wurde mit dem Taylursurf 10⁶ eine mittlere Oberflächenrauheit Ra von 0,06 µm gemessen.

Die andern 30 Stümpfe wurden mit dem blauen Winkelstück und einem grünen Karborundumstein⁷ unter Wasserkühlung finiert. Es ergab sich eine mittlere Oberflächenrauheit Ra von 0,18 µm (Taylursurf 10). Die Stümpfe wurden vor dem Zementieren aus der 0,1%-Thymollösung genommen, 5 s mit Wasser abgesprüht und anschließend 5 s mit dem Luftbläser getrocknet.

⁴ Micro Mega, Genf CH.

⁵ Composhape-Set®, W. Hubschmid + Sohn, Lugano CH.

⁶ Taylor-Hobson Ltd, Leicester GB.

⁷ Jota, Dental- und Schleifmittel AG, Rüthi SG.

Tabelle 1. Resultate.

Versuch	Zement	Anzahl Prüfkörper	Ra (Dentin)	$\bar{x}$ (kp)	Stand.dev.s
1	Z.P.Z.	10	grob	1.26	±0.85
2	Z.P.Z.	10	fein	0.80	±0.51
3	G.I.Z. Espe	10	grob	3.18	±1.66
4	G.I.Z. Espe	10	fein	5.42	±3.94
5	G.I.Z. Aspa	10	grob	3.89	±1.60
6	G.I.Z. Aspa	10	fein	5.17	±2.83

Z.P.Z.	Zinkoxyphosphatzement	Ra	Mittlere Oberflächenrauheit
G.I.Z.	Glasionomer-Zement	grob:	Ra 0.18 µm
		fein:	Ra 0.06 µm

Die 20 Stümpfe, bei welchen die Haftfähigkeit vom Zinkoxyphosphatzement⁸ getestet wurde, wurden mit Calxy⁹ und Copalite¹⁰ [60] vorbehandelt. Die restlichen 40 Stümpfe, die mit Glasionomerzement befestigt wurden, blieben ohne Vorbehandlung.

2.1.3. Herstellung der Goldkappen

Die Abdrucknahme der Stümpfe erfolgte mit individuellen Löffeln (Pekatray¹) und dem additionsvernetzenden Silikon President¹¹. Nach 3 bis 5 Stunden wurden diese mit GC's-Fujirock¹²-Gips ausgegossen und Gipsmodelle hergestellt.

Die Gipsstümpfe wurden mit Slaycris¹³ isoliert und die Kappen samt Bügel mit dem harten Blue Inlay Typ II Class I Engelwax¹⁴ und Profilwax¹⁵ modelliert. Die Goldkappen wurden mit Protor 3 Gold³ gegossen.

2.1.4. Vorbehandlung der Goldkappen

Vor dem Zementieren wurden die Goldkappen auf die Gipsstümpfe aufgepaßt, mit Aluminiumoxid¹⁶ sandgestrahlt (Korngröße 50 µm) und mit Chloroform gereinigt.

2.2. Zemente (Tab. 1)

Folgende Zemente gelangten zur Anwendung:

Zinkoxyphosphatzement⁸

Die Firma Espe GmbH Seefeld lieferte diesen Zement in Kapseln vordosiert. Das Anmischen erfolgte nach Angaben der Hersteller.

Glasionomerzement (Espe¹⁷)

Vordosiert in Kapselform

Glasionomerzement Aspa⁸

Dieser Zement wurde nach Angaben der Hersteller gemischt.

⁸ De Trey, Zürich CH.

⁹ Otto Co, D-6711 Dirmstein.

¹⁰ Bosworth Co, Chicago USA.

¹¹ Coltène AG, Altstetten Zürich CH.

¹² GC-Dental Industrial Corporation, Tokio J.

¹³ Slaycris Laboratories, Portland, Oreg. USA.

¹⁴ Engelhard, Davisroad, Chessington GB.

¹⁵ Ruscher, Zürich CH.

¹⁶ Benzer Dental, Zürich CH.

¹⁷ Espe GmbH, Seefeld, Oberbayern.

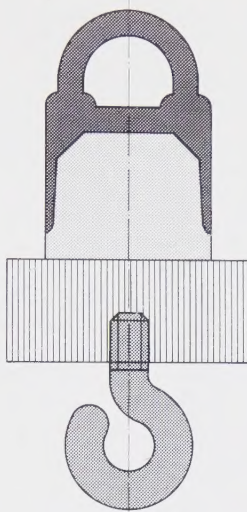


Abb. 2.
Zementierter Prüfkörper.

2.3. Versuche (Tab. 1)

Die 60 Versuchskörper wurden in drei Hauptgruppen (drei verschiedene Zemente) und in zwei Untergruppen (zwei verschiedene Oberflächenrauheiten des Dentins) eingeteilt.

Es wurden je 20 Goldkappen mit dem vordosierten Zinkoxyphosphatzement⁸, mit dem vordosierten Glasionomerzement von Espe¹⁷ und mit Aspa Glasionomerzement von De Trey⁸ auf die jeweiligen Stümpfe zementiert.

Die Zemente wurden mit einem feinen Pinsel in die Goldkappen gebracht und diese während 5 Minuten mit Fingerdruck [28] auf die entsprechenden Stümpfe gedrückt.

Die zementierten Prüfkörper (Abb. 2) wurden 24 Stunden im Wärmeschrank¹⁸ bei 37°C und 100% Luftfeuchtigkeit gelagert, bevor mit der Instron-1026-Abreißmaschine¹⁹ die Haftfestigkeit der Zemente bestimmt wurde.

3. Resultate (Tab. 1, Abb. 3)

3.1. Haftwerte

Die Resultate des Zinkoxyphosphatzementes zeigten nach der Vorbehandlung mit Calxy⁹ und Copalite¹⁰ keinen signifikanten Unterschied (Student-t-Test: $p > 0,05$) zwischen Dentinoberfläche grob und fein. Die beiden Werte von 1,26 kp und 0,80 kp waren signifikant schlechter ($p < 0,05$) als die erhaltenen Resultate mit den Glasionomerzementen.

¹⁸ Salvis, Luzern CH.

¹⁹ Instron Ltd, High Wycombe GB.

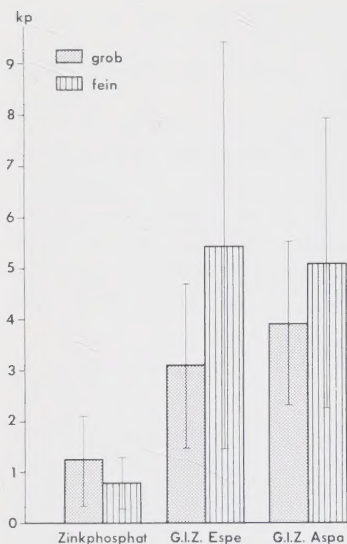


Abb. 3. Graphik der Resultate.

Sowohl der Aspa Glasionomerzement als auch derjenige von Espe zeigten bei feiner Oberfläche eine bessere Haftung (5,42 kp bzw. 5,17 kp) als bei rauher (3,18 kp bzw. 3,89 kp). Die Unterschiede der Werte zwischen feiner bzw. rauher Oberfläche sind nicht signifikant ($p > 0,05$).

3.2. Abrißstellen

Nach den Abreißversuchen konnten folgende Feststellungen gemacht werden:

- Bei den Versuchen mit dem Zinkoxyphosphatzement wurde sowohl bei rauher als auch bei feiner Oberfläche kein Zement am Zahnstumpf (Dentin) gefunden; beinahe der ganze Zement »klebte« an der Goldkappe.
- Beim Glasionomerzement von Espe klebte weniger Zement am Stumpf als beim Aspa Glasionomerzement. Bei beiden konnte Zementhaftung am Gold und am Dentin festgestellt werden. Bei der feinen Oberfläche trat das Haftphänomen am Dentin bei beiden Glasionomerzementen stärker in Erscheinung.

4. Diskussion

Die vorliegende Arbeit wollte das Haftvermögen von drei Befestigungszementen bei zwei verschiedenen Oberflächenrauheiten des Dentins prüfen.

Bei den drei Befestigungszementen handelte es sich um den Zinkoxyphosphatzement [17] (rein mechanische Haftung [41]) und um zwei verschiedene Produkte des von Wilsson und Kent (1971/72) beschriebenen und während Jahren weiterentwickelten Glasionomerzementes [2, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 20, 27, 28, 33, 34, 35, 36, 56, 57, 58, 59]; (physiko-chemische Adhäsion [20, 37]).

Wegen der pulpairritierenden Eigenschaften des Zinkoxyphosphatzementes konnte auf die konventionelle Dentinvorbehandlung mit Calxyl und Copalite nicht verzichtet werden. Die notwendige Vorbehandlung des Dentins dürfte einer der Gründe dafür sein, daß der Zinkoxyphosphatzement bei rauher Oberfläche unwesentlich besser »haftete« als bei feiner Oberfläche, denn durch das Auftragen eines Liners geht Oberfläche verloren, die für die Mikroverzahnung nötig ist [19]. Da der Glasionomerzement keine pulpaschädigende Wirkung entfaltet [25, 26, 29, 37, 46, 48, 53], konnte auf eine pulpaschützende Isolation der Dentinwunde verzichtet werden. Die Oberflächenstrukturen des Dentins traten nun direkt mit dem Zement in Kontakt und interferierten mit ihm.

Øilo und Jørgensen (1978) konnten zeigen [41], daß der Polycarboxylatzement zwar bei feinen Präparationen besser haftete als der Zinkoxyphosphatzement, daß aber bei rauher Oberfläche sowohl der Polycarboxylat- als auch der Zinkoxyphosphatzement bessere Resultate zeigten.

In dieser Arbeit haftete der Glasionomerzement besser bei feiner als bei rauher Dentin Oberfläche. Dies untermauert die von Zumstein und Strub (1981) gemachten Aussagen [60], daß bei feiner Oberfläche ein enger Kontakt eher möglich ist, die Gefahr des Einschließens von Luftblasen kleiner und die Benetzung des Zementes am Restaurationsmaterial bzw. am Dentin größer ist. Anscheinend braucht der Glasionomerzement eine feine Oberfläche, damit die physiko-chemische Adhäsion besser in Erscheinung treten kann. Diese Feststellung konnte durch die Betrachtung der Abrißstellen bestätigt werden, denn am feinen Dentinstumpf klebte mehr Zement als am rauhen.

Schlußfolgerung

Der Glasionomerzement ist dank seiner Pulpa-freundlichkeit [25, 26, 29, 37, 46, 53], seiner

schlechten Löslichkeit [10, 25, 29, 33, 34, 36, 39, 48], seines Haftvermögens am Dentin und Restaurationmaterial [3, 5, 18, 20, 30, 31, 34, 35, 36, 37, 38, 40, 42, 43], seines kariostatischen Effektes [6, 10, 34, 36, 37, 38, 55] und seines guten Abdichtevermögens wegen [52] dem Zinkoxyphosphatzement in vielen Punkten überlegen. Wird der Glasionomerzement im idealen Pulver-Flüssigkeitsverhältnis (vordosierte Kapseln) angemischt [21], unter strengstem Trockenhalten des Arbeitsfeldes [21] und bei fein finierten Oberflächen angewendet, so ist er ein echter Konkurrent des konventionellen Zinkoxyphosphatzementes.

Summary

In an in vitro-study the adhesive properties of three luting-cements (zinc phosphate- and Espe and Aspa brand glass ionomer cements) were tested in relation to two different surface roughnesses. The adherence of the zinc phosphate cement to the fine as well as to the rough surface of the conventionally pretreated tooth-specimens was significantly less than the adherence of either glass ionomer cements to the not-pretreated tooth-specimens. The glass ionomer cements showed a tendency to adhere better to fine than to rough surface.

Schrifttum

1. American Dental Association. Guide to Dental Materials and Devices, 6th ed., ADA, Chicago 1972.
2. Barry, T. I., Clinton, D. J., Wilson, A. D.: The structure of a glass-ionomer cement and its relationship to the setting process. *J. dent. Res.* 58, 1072 (1979).
3. Beech, D. R.: Adhesion in the oral environment: Biophysical and biochemical considerations. *Int. dent. J.* 28, 338 (1978).
4. Brännström, M. and Nyborg, H.: Pulpal reaction to polycarboxylate and zinc phosphate cements used with inlays in deep cavity preparations. *J. Amer. dent. Ass.* 94, 308 (1977).
5. Chan, K. C., Svare, C. W. and Horton, D. J.: The effect of varnish on dentinal bonding strength of five dental cements. *J. prosth. Dent.* 35, 403 (1976).
6. Crisp, S. and Wilson, A. D.: Reactions in glass ionomer cements: I. Decomposition of the powder. *J. dent. Res.* 53, 1408 (1974).
7. Crisp, S., Pringuer, M. A., Wardleworth, D. and Wilson, A. D.: Reactions in glass ionomer cements: II. An infrared spectroscopic study. *J. dent. Res.* 53, 1414 (1974).
8. Crisp, S. and Wilson, A. D.: Reactions in glass ionomer cements: III. The precipitation reactions. *J. dent. Res.* 53, 1420 (1974).
9. Crisp, S. and Wilson, A. D.: Reactions in glass ionomer cements: V. Effect of incorporating tartaric acid in the cement liquid. *J. dent. Res.* 55, 1023 (1976).

10. Crisp, S., Lewis, B. G. and Wilson, A. D.: Glass ionomer cements: Chemistry of erosion. *J. dent. Res.* 55, 1032 (1976).
11. Crisp, S., Lewis, B. G. and Wilson, A. D.: Characterization of glass ionomer cements, 1. Long term hardness and compressive strength. *J. dent.* 4, 162 (1976).
12. Crisp, S., Lewis, B. G. and Wilson, A. D.: Characterization of glass ionomer cements, 2. Effect of the powder-liquid ratio on the physical properties. *J. dent.* 4, 287 (1976).
13. Crisp, S., Lewis, B. G. and Wilson, A. D.: Characterization of glass ionomer cements, 3. Effect of polyacid concentration on the physical properties. *J. dent.* 5, 51 (1977).
14. Dahl, B. L.: Effect of cleansing procedure on the retentive ability of two luting cements to ground dentin in vitro. *Acta odont. scand.* 36, 137 (1978).
15. Driessens, F. C. M.: Chemical adhesion in dentistry. *Int. dent. J.* 27, 317 (1977).
16. Glantz, P. O.: Adhesion to teeth. *Int. dent. J.* 27, 324 (1977).
17. Going, R. E. and Mitchem, J. C.: Cements for permanent luting: a summarizing review. *J. Amer. dent. Ass.* 91, 107 (1975).
18. Grieve, A. R.: A study of dental cements. *Brit. dent. J.* 127, 405 (1969).
19. Gutzwiller, W.: Die qualitative Veränderung der Dentinoberfläche durch entsprechende Vorbehandlung (in Vorbereitung).
20. Hotz, P., McLean, J. W., Sced, I. and Wilson, A. D.: The bonding of glass ionomer cements to metal and tooth substrates. *Brit. dent. J.* 142, 41 (1977).
21. Hotz, P. R.: Die Verarbeitung von Glasionomer-Zement. *Schweiz. Mschr. Zahnheilk.* 90, 1070 (1980).
22. Jennings, R. C. and Buonocore, M. G.: Bonding of Aspa, Cervident, Cyano-Veneer to etched and non-etched dentin. *J. dent. Res.* 58A, Abstr. 1222 (1979).
23. Jørgensen, K. D.: Prüfungsergebnisse zahnärztlicher Gußverfahren. *Dtsch. zahnärztl. Z.* 13, 461 (1958).
24. Jørgensen, K. D.: Factors effecting the film thickness of zinc phosphate cements. *Acta odont. scand.* 18, 479 (1960).
25. Kawahara, H., Imanishi, Y. and Oshima, H.: Fuji glass ionomer for dental use. *J. dent. Res.* 56D, Abstr. 15 (1977).
26. Kawahara, H., Imanishi, Y. and Oshima, H.: Biological evaluation on glass ionomer cement. *J. dent. Res.* 58, 1080 (1979).
27. Kent, B. E., Lewis, B. G. and Wilson, A. D.: The properties of a glass ionomer cement. *Brit. dent. J.* 135, 322 (1973).
28. Kent, B. E., Lewis, B. G. and Wilson, A. D.: Glass ionomer cement formulations: 1. The preparations of novel fluor-aluminosilicate glasses high in fluorine. *J. dent. Res.* 58, 1607 (1979).
29. Kimmel, K.: Erfahrungen mit einem Glasionomer-Zement. *Quintess. zahnärztl. Lit.* 30, 31 (1979).
30. Levine, R. S., Beech, D. R. and Garton, B.: Improving the bond strength of polyacrylate cements to dentine. *Brit. dent. J.* 143, 275 (1977).
31. Lipton, S. D. and Smith, D. C.: Evaluations of the bonding of cervical restorative materials. *J. dent. Res.* 56A, Abstr. 437 (1977).
32. Lutz, F., Podszum, W. und Rümman, F.: Dentin, Oberflächenreinigung und Haftung, eine Literaturübersicht. Eigenverlag KAR PAR PZM, Zürich 1979.
33. McCabe, J. F., Jones, P. A. and Wilson, H. J.: Some properties of a glass ionomer cement. *Brit. dent. J.* 146, 279 (1979).

34. *McLean, J. W. and Wilson, A. D.*: Die klinische Entwicklung von Glasionomer-Zementen. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 84, 679 (1974).
35. *McLean, J. W.*: Glass ionomer cements. Brit. dent. J. 143, 353 (1977).
36. *McLean, J. W. and Wilson, A. D.*: The clinical development of the glass ionomer cements: I. Formulations and properties. Aust. dent. J. 22, 31 (1977).
37. *McLean, J. W.*: Status report on the glass ionomer cements Council on dental materials and devices. J. Amer. dent. Ass. 99, 221 (1979).
38. *Mitchem, J. C. and Granum, E. D.*: The adhesion of dentin adhesives. J. dent. Res. 56B, Abstr. 659 (1977).
39. *Mitchem, J. C. and Gronas, D. G.*: Clinical evaluation of cement solubility. J. prosth. dent. 40, 453 (1978).
40. *Oilo, G.*: Adhesive bonding of dental luting cements, influence of surface treatment. Acta. odont. scand. 36, 263 (1978).
41. *Oilo, G.*: The influence of surface roughness on the retentive ability of two dental luting cements. J. oral. Rehabil. 5, 377 (1978).
42. *Oilo, G.*: Adaption of luting cement to enamel, dentin and restorative material. Acta odont. scand. 36, 149 (1978).
43. *Prodger, T. E. and Symonds, M.*: Aspa adhesion study. Brit. dent. J. 143, 266 (1977).
44. *Rateischak, K. H., Renggli, H. H. und Mühlemann, H. R.*: Parodontologie. Georg Thieme, Stuttgart 1978.
45. *Richter, W. A., Mitchem, J. L. and Brown, J. D.*: Predictability of retentive values of dental cements. J. prosth. dent. 24, 298 (1970).
46. *Roulet, J. F., Rui, J., Ritz, B. und Hotz, P.*: Die Pulpaverträglichkeit von Glasionomerzementen. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 90, 1116 (1980).
47. *Saito, L., Sakai, Y., Node, H. und Fusayama, T.*: Adhesion of polycarboxylate cement to dental casting alloys. J. prosth. dent. 35, 543 (1976).
48. *Saito, S.*: Clinical studies on glass ionomer. Int. J. dent. Med. 6, 2 (1977).
49. *Schweizer, J.*: Rasterelektronenmikroskopische Randspaltenanalyse von zwei verschiedenen zahnärztlich-keramischen Systemen. Med. Diss., Zürich 1979.
50. *Shillingburg, H. T., Hobo, S. und Whiteset, L. D.*: Grundlagen der Kronen- und Brückenprothetik. Quintessenz-Verlag, Berlin 1977.
51. *Sobkowiak, E. M.*: Klinische und experimentelle Untersuchungen zur Paßfähigkeit der Inlays. Dtsch. Stomat. 14, 569 (1964).
52. *Strub, J. R. und Rabus, H. M.*: Prüfung des Abdichtvermögens von drei Befestigungszementen. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 90, 529 (1980).
53. *Tobias, R. S., Browne, R. M., Plant, C. G. and Ingram, D. V.*: Pulpal response to a glass ionomer cement. Brit. dent. J. 144, 345 (1978).
54. *Tyas, M. J.*: In vitro toxicity of zinc phosphate cements. J. oral. Rehabil. 5, 339 (1978).
55. *Wesenberg, G. and Hals, E.*: The in vitro effect of a glass ionomer cement on dentition and enamel walls. J. oral. Rehabil. 7, 35 (1980).
56. *Wilson, A. D. and Kent, B. E.*: A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. Brit. dent. J. 132, 133 (1972).
57. *Wilson, A. D., Crisp, S. and Ferner, A. J.*: Reactions in glass ionomer cements: IV. Effect of chelating comonomers on setting behaviour. J. dent. Res. 55, 489 (1976).
58. *Wilson, A. D., Crisp, S. and Abel, G.*: Characterizations of glass ionomer cements: 4. Effect of molecular weight on physical properties. J. dent. 5, 117 (1977).
59. *Wilson, A. D., Crisp, S., Lewis, B. G. and McLean, J. W.*: Experimental luting agents based on the glass ionomer cements. Brit. dent. J. 142, 117 (1977).
60. *Zumstein, Th. A. und Strub, J. R.*: Zementhaftung. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. im Druck.

Curriculum vitae

Heimatort	Zürich und Ochlenberg BE
Geboren	31. 7. 1956 in Zürich
Primarschule	1963–69 in Kriens und Luzern
Gymnasium	1969–76 in Luzern, Matura Typus B
Vorklinisches Studium	1976–78 in Fribourg
Klinisches Studium	1978–81 in Zürich
Fachprüfung für Zahnärzte	1981 in Zürich
